

5261407

10/526407

Rec'd PCT/PTO 02 MAR 2005

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)(19) Organisation Mondiale de la Propriété
Intellectuelle
Bureau international(43) Date de la publication internationale
11 mars 2004 (11.03.2004)

PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2004/021038 A1(51) Classification internationale des brevets⁷ : G01S 7/52

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/FR2003/002516

(22) Date de dépôt international : 12 août 2003 (12.08.2003)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :

02/10838 2 septembre 2002 (02.09.2002) FR

(71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US)
: CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE -CNRS [FR/FR]; 3, rue Michel-Ange,
F-75794 Paris Cedex 16 (FR).

(72) Déposant et

(72) Inventeur (pour tous les États désignés sauf US) : UNI-
VERSITÉ PARIS 7 - DENIS DIDEROT [FR/FR]; 2,
place Jussieu, F-75251 Paris Cedex 05 (FR).

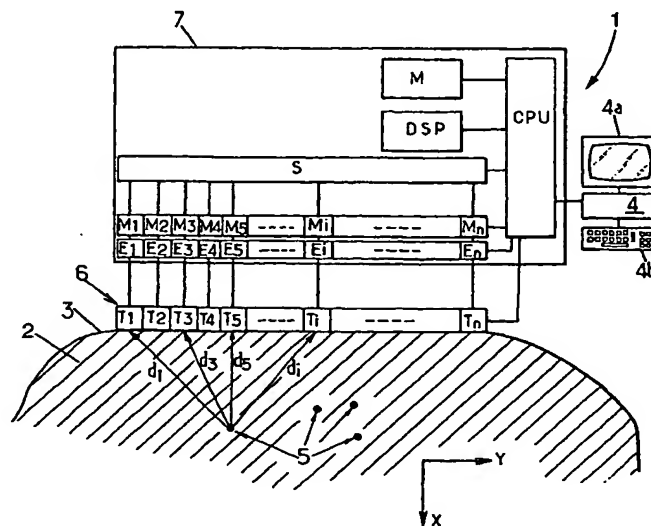
(72) Inventeurs; et

(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : FINK,
Mathias [FR/FR]; 16, rue Edouard Laferrière, F-92190
Meudon (FR). TANTER, Mickaël [FR/FR]; 6, rue des
Quatres Vents, F-75006 Paris (FR).(74) Mandataires : BURBAUD, Eric etc.; Cabinet Plasseraud,
64/67 rue de Victoire, F-75440 Paris Cedex 09 (FR).(81) États désignés (national) : AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ,
BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ,
DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,
HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK,
LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX,

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: IMAGING METHOD AND DEVICE EMPLOYING SHEAR WAVES

(54) Titre : PROCÉDÉ ET DISPOSITIF D'IMAGERIE UTILISANT DES ONDES DE CISAILEMENT



(57) Abstract: The invention relates to an imaging method which is used to observe the simultaneous propagation of a shear wave at a multitude of points in a viscoelastic diffusing medium (1). The inventive method consists in: generating the shear wave by using a network of transducers (6) to emit at least one focused ultrasonic compression wave in the viscoelastic medium; subsequently, using the same network of transducers to emit non-focused ultrasonic compression waves at a rapid rate, in order to produce a series of images of the medium; and processing the images thus obtained in delayed time in order to determine movements in relation to the medium during the propagation of the shear wave.

[Suite sur la page suivante]

WO 2004/021038 A1



MZ, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) États désignés (régional) : brevet ARIPO (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), brevet eurasién (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), brevet européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), brevet OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Déclaration en vertu de la règle 4.17 :

— *relative à la qualité d'inventeur (règle 4.17.iv)) pour US seulement*

Publiée :

— *avec rapport de recherche internationale*
— *avant l'expiration du délai prévu pour la modification des revendications, sera republiée si des modifications sont reçues*

En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.

(57) **Abrége :** Procédé d'imagerie pour observer la propagation d'une onde de cisaillement simultanément en une multitude de points d'un milieu viscoélastique diffusant (1). On fait générer l'onde de cisaillement en tirant au moins une onde ultrasonore de compression focalisée dans le milieu viscoélastique avec un réseau de transducteurs (6), puis on émet à cadence rapide, avec le même réseau de transducteurs, des ondes ultrasonores de compression non focalisées qui permettent d'obtenir une succession d'images du milieu, et on traite en temps différé les images ainsi obtenues pour déterminer les mouvements du milieu lors de la propagation de l'onde de cisaillement.

Procédé et dispositif d'imagerie utilisant des ondes de cisaillement.

La présente invention est relative aux procédés et
5 dispositifs d'imagerie utilisant des ondes de cisaillement.

Plus particulièrement, l'invention concerne un procédé d'imagerie utilisant des ondes de cisaillement pour observer un milieu viscoélastique diffusant qui contient des particules réfléchissant les ondes ultrasonores de compression, procédé comprenant :

(a) une étape d'excitation au cours de laquelle on génère une onde élastique de cisaillement dans le milieu viscoélastique,

(b) une étape d'observation au cours de laquelle on observe la propagation de l'onde de cisaillement simultanément en une multitude de points d'un champ d'observation dans le milieu viscoélastique, cette étape d'observation comprenant les sous-étapes suivantes :

(b1) faire émettre dans le milieu viscoélastique, par un réseau de transducteurs commandés indépendamment les uns des autres, une succession de tirs d'ondes ultrasonores de compression non focalisées à une cadence d'au moins 500 tirs par seconde,

(b2) faire détecter et enregistrer en temps réel des signaux acoustiques reçus du milieu viscoélastique 2, comprenant les échos générés par les ondes ultrasonores de compression non focalisées en interagissant avec les particules réfléchissantes dudit milieu viscoélastique,

(c) et au moins une étape de traitement au cours de laquelle :

(c1) on traite les signaux acoustiques successifs reçus du milieu viscoélastique au cours de la sous-étape (b2) pour déterminer des images de propagation successives de l'onde de cisaillement,

(c2) et pour déterminer au moins un paramètre de mouvement du milieu viscoélastique en différents points du champ d'observation.

On obtient ainsi un "film" illustrant clairement la
5 propagation de l'onde de cisaillement dans le milieu viscoélastique, qui peut permettre une analyse qualitative et/ou quantitative pour repérer des zones de dureté différente du reste du milieu viscoélastique ou des zones ayant un temps de relaxation différent du reste du milieu viscoélastique.
10

Le document WO-A-00/55 616 décrit un exemple d'un tel procédé, dans lequel on génère l'onde de cisaillement à la surface du milieu viscoélastique. Ce procédé donne toute satisfaction notamment pour imager des zones situées
15 relativement près de la surface du milieu viscoélastique. Mais ce procédé connu ne permet pas d'observer certaines zones du milieu viscoélastique, notamment :

- des zones suffisamment profondes pour ne pas pouvoir être atteintes par des ondes de cisaillement générées en surface (les ondes de cisaillement s'atténuent rapidement),
20

- et des zones d'ombre masquées par des obstacles (notamment des parties du squelette d'un patient ou des zones liquides telles que des kystes liquides) qui gênent la
25 propagation des ondes de cisaillement.

De plus, si le champ d'observation est partiellement dans une zone d'ombre, il peut être nécessaire de déplacer le dispositif générateur des ondes de cisaillement en cours d'observation, ce qui est fastidieux pour l'utilisateur.
30

Enfin, le dispositif générateur des ondes de cisaillement est relativement lourd et complique le dispositif.

La présente invention a notamment pour but de pal-

lier ces inconvénients.

A cet effet, selon l'invention, un procédé du genre en question est caractérisé en ce qu'au cours de l'étape d'excitation (a), on fait générer l'onde élastique de cisaillement en faisant émettre au moins une onde ultrasonore focalisée dans le milieu viscoélastique par ledit réseau de transducteurs, la focalisation et la chronologie de ladite onde ultrasonore focalisée, ainsi que la chronologie desdites ondes ultrasonores non focalisées, étant adaptées pour qu'au moins certaines desdites ondes ultrasonores non focalisées parviennent dans le champ d'observation lors de la propagation de l'onde de cisaillement dans ce champ d'observation.

Ainsi, le même réseau de transducteurs permet à la fois d'engendrer l'onde élastique de cisaillement de façon choisie dans le champ d'observation, et d'observer ensuite cette propagation, grâce au fait que le dispositif d'imagerie est adapté pour générer soit des ondes ultrasonores focalisées permettant de générer l'onde élastique de cisaillement, soit des ondes ultrasonores non focalisées permettant d'observer la propagation de l'onde de cisaillement, et grâce au choix judicieux :

- de la chronologie de ces différentes émissions,
- et du ou des points de focalisation de l'onde ultrasonore focalisée.

Le procédé d'imagerie selon l'invention est donc aisé à mettre en œuvre pour un utilisateur, avec un dispositif relativement simple et léger. L'invention est donc d'un très faible coût de revient en comparaison de techniques concurrentes telles que l'IRM, et elle permet le cas échéant de constituer des systèmes d'imagerie ambulatoires utilisables tant en imagerie préopératoire qu'en imagerie postopératoire, voire en imagerie per-opératoire.

A titre d'exemple, dans des applications médicales,

le procédé selon l'invention peut permettre de repérer efficacement des zones cancéreuses dans les tissus d'un patient. La propagation des ondes de cisaillement s'y déroule en effet très différemment des zones voisines. Ce repérage
5 s'effectue beaucoup plus facilement que par une observation classique par simple échographie ultrasonore, puisque la propagation des ondes de cisaillement est fonction du module de cisaillement du milieu, lui-même très variable entre une zone de tissus sains et une zone de tissus cancé-
10 reux : le module de cisaillement varie typiquement dans un rapport de 1 à 30 entre une zone saine et une zone cancéreuse, alors que le module de compression, qui régit la propagation des ondes acoustiques de compression utilisées dans l'échographie ultrasonore, varie seulement de l'ordre
15 de 5% entre un tissu sain et un tissu cancéreux.

De même, on peut ainsi repérer des zones nécrosées au sein d'un tissu, par exemple des zones tumorales ayant subi un traitement par hyperthermie aux ultrasons, notamment pour évaluer l'efficacité de ce traitement par hyper-
20 thermie.

Une autre application possible de l'invention concerne l'évaluation quantitative du degré de fibrose du foie, qui est un paramètre important dans les pathologies du foie, notamment l'hépatite C.

25 On notera que l'invention permet de générer l'onde de cisaillement, et d'observer sa propagation, y compris à travers une zone liquide ou une barrière osseuse masquant totalement ou partiellement le champ d'observation (crâne, cage thoracique, etc.), puisqu'il est possible de focaliser
30 des ondes ultrasonores au travers de telles barrières (voir notamment le document WO-A-02/32316 ou la demande de brevet français n° 02 10682 du 28 août 2002).

Dans des modes de réalisation préférés du procédé selon l'invention, on peut éventuellement avoir recours en

outre à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

- au cours de la sous-étape (b2), pour déterminer ledit paramètre de mouvement, on compare plusieurs images successives de propagation (par exemple par corrélation, Doppler, etc.) avec une même image de référence du milieu viscoélastique, cette image de référence était déterminée en tirant au moins une onde ultrasonore de compression non focalisée dans ledit milieu viscoélastique puis en détectant et en enregistrant des échos générés par ladite onde ultrasonore de compression non focalisée lorsqu'elle interagit avec les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique (on améliore ainsi la précision de la mesure du paramètre de mouvement (par exemple le déplacement) du milieu viscoélastique, notamment pour de faibles amplitudes de mouvement (typiquement moins de 30 μm avec la technique d'excitation par ondes acoustiques utilisée ici) ;

- l'étape (a) est précédée d'une étape d'observation initiale (a0) au cours de laquelle on tire au moins une onde ultrasonore de compression non focalisée puis on détecte et on enregistre des échos générés par ladite onde ultrasonore de compression non focalisée en interagissant avec les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique, ces échos correspondant (directement ou indirectement) à une image initiale du milieu viscoélastique, et au cours de la sous-étape (b2) ladite image initiale constitue ladite image de référence pour traiter au moins certaines des images successives de déplacement ;

- au cours de l'étape d'observation initiale (a0), on tire successivement plusieurs ondes ultrasonores de compression non focalisées puis on détecte et on enregistre des échos générés par chaque onde ultrasonore de compression non focalisée en interagissant avec les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique, ces échos correspondant (directement ou indirectement) à plusieurs images

préliminaires successives du milieu viscoélastique, et on détermine ladite image initiale du milieu viscoélastique en combinant lesdites images préliminaires successives ;

5 - ledit paramètre de mouvement est un déplacement du milieu viscoélastique ;

 - l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) présente une fréquence f comprise entre 0,5 et 15 MHz et est émise pendant une durée k/f en secondes, où k est un entier compris entre 50 et 5000 et f est exprimé en Hz ;

10

 - l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) présente une fréquence comprise entre 0,5 et 15 MHz et est émise pendant une succession de périodes d'émission séparées par des périodes de repos, les périodes d'émission se succédant à une cadence comprise entre 10 et 1000 émissions par seconde ;

15

 - l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) est une combinaison linéaire (notamment une somme) de deux signaux monochromatiques de fréquences respectives f_1 et f_2 telles que $20 \text{ Hz} \leq |f_1 - f_2| \leq 1000 \text{ Hz}$;

20

 - l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) est focalisée simultanément en plusieurs points ;

25 - l'étape (c) de traitement d'images est suivie (immédiatement ou non) par une étape (d) de cartographie au cours de laquelle, à partir d'une évolution du paramètre de mouvement au cours du temps, on calcule au moins un paramètre de propagation de l'onde de cisaillement en au moins certains points du champ d'observation pour déterminer ainsi une cartographie dudit paramètre de propagation dans le champ d'observation ;

30

 - le paramètre de propagation de l'onde de cisaillement qui est calculé au cours de l'étape de cartographie

est choisi parmi la vitesse des ondes de cisaillement, le module de cisaillement, le module d'Young, l'atténuation des ondes de cisaillement, l'élasticité de cisaillement, la viscosité de cisaillement et le temps de relaxation mécanique ;

5 - on répète successivement les étapes (a) à (d) en émettant des ondes ultrasonores différentes au cours des étapes d'excitation (a) successives, puis on combine les différentes cartographies obtenues au cours des étapes de
10 cartographie (d) successives, pour calculer une cartographie synthétique du champ d'observation.

Par ailleurs, l'invention a également pour objet un dispositif d'imagerie utilisant des ondes de cisaillement pour observer un milieu viscoélastique diffusant qui
15 contient des particules réfléchissant les ondes ultrasonores de compression, ce dispositif comprenant un réseau de transducteurs commandés indépendamment les uns des autres par au moins une unité centrale électronique adaptée pour :

20 - faire générer au moins une onde élastique de cisaillement dans le milieu viscoélastique,
 - observer la propagation de l'onde de cisaillement simultanément en une multitude de points d'un champ d'observation dans le milieu viscoélastique, en faisant émettre dans le milieu viscoélastique, par ledit réseau de
25 transducteurs, une succession de tirs d'ondes ultrasonores de compression non focalisées, à une cadence d'au moins 500 tirs par seconde, puis en faisant détecter en temps réel par ledit réseau de transducteurs, et pour enregistrer en temps réel, des signaux acoustiques reçus du milieu viscoélastique, comprenant les échos générés par les ondes ultrasonores de compression non focalisées en interagissant avec
30 les particules réfléchissantes dudit milieu viscoélastique,
 - et traiter les signaux acoustiques successifs reçus du milieu viscoélastique pour déterminer des images

de propagation successives de l'onde de cisaillement, puis déterminer au moins un paramètre de mouvement du milieu viscoélastique en différents points du champ d'observation, caractérisé en ce que l'unité centrale électronique est adaptée pour faire générer l'onde élastique de cisaillement en faisant émettre au moins une onde ultrasonore focalisée dans le milieu viscoélastique par ledit réseau de transducteurs, la focalisation et la chronologie de ladite onde ultrasonore focalisée, ainsi que la chronologie desdites ondes ultrasonores non focalisées, étant adaptées pour que lesdites ondes ultrasonores non focalisées parviennent dans le champ d'observation lors de la propagation de l'onde de cisaillement dans ce champ d'observation.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront au cours de la description suivante d'une de ses formes de réalisation, donnée à titre d'exemple non limitatif, en regard du dessin joint.

Sur le dessin, la figure 1 est une vue schématique d'un dispositif d'imagerie par ondes de cisaillement selon une forme de réalisation de l'invention.

Le dispositif d'imagerie 1 représenté sur la figure 1 est destiné à étudier la propagation des ondes élastiques de cisaillement dans un milieu viscoélastique 2 qui est diffusant vis à vis des ondes ultrasonores de compression, et qui peut être par exemple :

- un corps inerte, notamment dans le cas du contrôle de qualité pour des applications industrielles,
- ou un corps vivant, par exemple une partie du corps d'un patient, dans le cas des applications médicales.

Ces mouvements sont suivis par exemple au moyen d'un micro-ordinateur 4 (comportant au moins une interface d'entrée 4a telle qu'un clavier ou autre, et une interface de sortie telle qu'un écran ou autre) ou toute autre unité centrale électronique, qui fait envoyer dans le milieu 2, à

partir de sa surface extérieure 3, des ondes ultrasonores de compression qui interagissent avec les particules diffusantes 5 contenues dans le milieu 1, lesquelles particules sont réfléchissantes pour les ondes ultrasonores de compression. Les particules 5 peuvent être constituées par toute hétérogénéité du milieu 1, et notamment, lorsqu'il s'agit d'une application médicale, par des particules de collagène présentes dans les tissus humains (ces particules forment sur les images échographiques des points connus sous le terme "speckle").

Pour observer la propagation de l'onde de cisaillement, on utilise une sonde ultrasonore 6 disposée contre la surface extérieure 3 du milieu observé 1. Cette sonde envoie, selon un axe X, des impulsions d'ondes ultrasonores de compression du type de celles couramment utilisées en échographie, à une fréquence comprise par exemple entre 0,5 et 100 MHz et de préférence entre 0,5 et 15 MHz, par exemple de l'ordre de 4 MHz.

La sonde ultrasonore 6 est constituée par un réseau de n transducteurs ultrasonores $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_n$, n étant un nombre entier n au moins égal à 1.

Cette sonde 6 peut se présenter par exemple sous la forme d'une barrette linéaire pouvant comprendre par exemple $n = 128$ transducteurs alignés selon un axe Y perpendiculaire à l'axe X. Mais la sonde en question pourrait être également un réseau bidimensionnel (plan ou non) de transducteurs.

Les transducteurs T_1, T_2, \dots, T_n sont commandés indépendamment les uns des autres par le micro-ordinateur 4, éventuellement par l'intermédiaire d'une unité centrale CPU qui est contenue par exemple dans une baie électronique 7 reliée par un câble souple à la sonde 6. Les transducteurs T_1 - T_n peuvent ainsi émettre sélectivement :

- soit une onde ultrasonore de compression "plane"

(c'est à dire en l'occurrence une onde dont le front d'onde est rectiligne dans le plan X, Y) ou tout autre type d'onde non focalisée éclairant l'ensemble du champ d'observation dans le milieu 2, par exemple une onde générée en faisant
5 émettre des signaux acoustiques aléatoires par les différents transducteurs T1-Tn,

- soit une onde ultrasonore de compression focalisée en un ou plusieurs points du milieu 2.

Pour observer la propagation de l'onde de cisaillement dans le milieu 2, on procède en plusieurs étapes successives :
10

(a) une étape d'excitation au cours de laquelle le micro-ordinateur 4 fait générer une onde élastique de cisaillement dans le milieu viscoélastique 2, en faisant
15 émettre au moins une onde ultrasonore focalisée dans le milieu viscoélastique par la sonde 6,

(b) une étape d'observation au cours de laquelle on observe la propagation de l'onde de cisaillement simultanément en une multitude de points du champ d'observation dans
20 le milieu viscoélastique 2, cette étape d'observation comprenant les sous-étapes suivantes :

(b1) le micro-ordinateur 4 fait émettre dans le milieu viscoélastique, par la sonde 6 une succession de tirs d'ondes ultrasonores de compression non focalisées à
25 une cadence d'au moins 500 tirs par seconde (la focalisation et la chronologie de l'onde ultrasonore focalisée émise à l'étape (a), ainsi que la chronologie desdites ondes ultrasonores non focalisées, sont adaptées pour qu'au moins certaines desdites ondes ultrasonores non focalisées
30 parviennent dans le champ d'observation lors de la propagation de l'onde de cisaillement dans ce champ d'observation, pour au moins certaines émissions d'onde ultrasonore non focalisée),

(b2) le micro-ordinateur 4 fait détecter par la

sonde 6 et enregistrer en temps réel des signaux acoustiques reçus du milieu viscoélastique 2, comprenant les échos générés par les ondes ultrasonores de compression non focalisées en interagissant avec les particules réfléchissantes
5 du milieu viscoélastique, ces échos correspondant (directement ou indirectement) à des images successives de déplacement du milieu viscoélastique,

(c) et au moins une étape de traitement au cours de laquelle :

10 (c1) le micro-ordinateur 4 traite les signaux acoustiques successifs reçus du milieu viscoélastique 2 au cours de la sous-étape (b2) pour déterminer des images de propagation successives,

(c2) et le micro-ordinateur 4 détermine au moins
15 un paramètre de mouvement du milieu viscoélastique 2 en différents points du champ d'observation.

L'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) peut être une onde monochromatique de fréquence f comprise entre 0,5 et 15 MHz, par exemple
20 environ 4 MHz, émise pendant une durée k/f en secondes, où k est un entier compris entre 50 et 5000 (par exemple de l'ordre de 500) et f est exprimé en Hz. Eventuellement, une telle onde peut être émise pendant une succession de périodes d'émission séparées par des périodes de repos, les périodes d'émission se succédant à une cadence comprise entre
25 10 et 1000 émissions par seconde.

En variante, l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) est une combinaison linéaire (notamment une somme) de deux signaux monochromatiques de fréquences respectives f_1 et f_2 telles que
30 $20 \text{ Hz} \leq |f_1 - f_2| \leq 1000 \text{ Hz}$, ce qui produit une onde modulée en amplitude avec une fréquence de modulation $|f_1 - f_2|$.

Par ailleurs, l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) peut éventuellement être

focalisée, simultanément ou non, en plusieurs points, de façon que l'onde de cisaillement générée présente la forme souhaitée (par exemple, on peut ainsi générer une onde de cisaillement plane, ou au contraire une onde de cisaillement focalisée) et illumine les zones souhaitées du milieu 2.

Au cours de l'étape (b1), qui peut durer par exemple moins d'une seconde, on peut émettre les ondes ultrasonores de compression non focalisées, à une cadence comprise entre 500 et 10 000 tirs par seconde et de préférence comprise entre 1000 et 5 000 tirs par seconde (cette cadence est limitée par le temps d'aller-retour de l'onde de compression dans le milieu 2, donc par l'épaisseur du milieu 2 dans la direction X : il faut en effet que tous les échos générés par l'onde de compression aient été reçus par la sonde 6 avant d'envoyer une nouvelle onde de compression).

Chaque onde ultrasonore de compression non focalisée se propage dans le milieu 2 avec une vitesse de propagation beaucoup plus élevée que les ondes de cisaillement (par exemple de l'ordre de 1500 m/s dans le corps humain), et interagit avec les particules réfléchissantes 5, ce qui génère des échos ou autres perturbations analogues du signal, connus en soi sous le nom de "bruits de speckle" dans le domaine de l'échographie.

Ces "bruits de speckle" sont captés par les transducteurs T_1, \dots, T_n au cours de la sous-étape (b2), après chaque tir d'onde ultrasonore de compression non focalisée. Le signal $s_{ij}(t)$ ainsi capté par chaque transducteur T_i après le tir n° j est tout d'abord échantillonné à haute fréquence (par exemple de 30 à 100 MHz) et numérisé en temps réel (par exemple sur 12 bits) par un échantillonneur appartenant à la baie 7 et relié à ce transducteur, respectivement E_1, E_2, \dots, E_n .

Le signal $s_{ij}(t)$ ainsi échantillonné et numérisé

est ensuite mémorisé, également en temps réel, dans une mémoire M_i appartenant à la baie 7 et propre au transducteur T_i .

Chaque mémoire M_i présente par exemple une capacité de l'ordre de 128 Mo, et contient l'ensemble des signaux $s_{ij}(t)$ reçus successivement pour les tirs $j = 1$ à p .

En temps différé, après la mémorisation de tous les signaux $s_{ij}(t)$ correspondant à une même propagation d'onde de cisaillement, l'unité centrale CPU fait retraiter ces signaux par un circuit sommateur S appartenant à la baie 7 (ou bien elle effectue elle-même ce traitement, ou encore ledit traitement peut être effectué dans le micro-ordinateur 4), par un processus classique de formation de voies correspondant à la sous-étape (c1).

On génère ainsi des signaux $S_j(x, y)$ qui correspondent chacun à l'image du champ d'observation après le tir n° j (dans le cas où l'onde ultrasonore non focalisée est une onde plane).

Par exemple, on peut déterminer un signal $S_j(t)$ par la formule suivante :

$$S_j(t) = \sum_{i=1}^n \alpha_i(x, y) \cdot s_{ij}[t(x, y) + d_i(x, y)/V]$$

où :

- s_{ij} est le signal brut perçu par le transducteur n° i après le tir d'onde ultrasonore de compression n° j ,
- $t(x, y)$ est le temps mis par l'onde ultrasonore de compression pour atteindre le point du champ d'observation de coordonnées (x, y) , avec $t = 0$ au début du tir n° j ,
- $d_i(x, y)$ est la distance entre le point du champ d'observation de coordonnées (x, y) et le transducteur n° i , ou une approximation de cette distance,
- V est la vitesse moyenne de propagation des on-

des acoustiques ultrasonores de compression dans le milieu viscoélastique observé.

- et $\alpha_i(x,y)$ est un coefficient de pondération tenant compte de lois d'apodisation (en pratique, on pourra
5 dans de nombreux cas considérer que $\alpha_i(x,y)=1$).

La formule ci-dessus s'applique mutatis mutandis lorsque le champ d'observation est à 3 dimensions (réseau bidimensionnel de transducteurs), en remplaçant les coordonnées spatiales (x,y) par (x,y,z) .

10 Après l'étape éventuelle de formation de voies, l'unité centrale CPU mémorise dans une mémoire centrale M appartenant à la baie 7 les signaux d'images $S_j(x,y)$ ou $S_j(x)$ ou $S_j(x,y,z)$, qui correspondent chacun au tir n° j. Ces signaux peuvent également être mémorisés dans le micro-
15 ordinateur 4 lorsqu'il effectue lui-même le traitement d'image.

Ces images sont ensuite traitées en temps différé à la sous-étape (c2), par corrélation et avantageusement par intercorrélation soit deux à deux, soit de préférence avec
20 une image de référence qui peut être :

- soit une image de déplacement précédemment déterminée comme expliqué ci-dessus et utilisée comme image de référence pour les images de déplacement ultérieures (ou pour un nombre limité d'images de déplacement ultérieures,
25 par exemple 30 images de déplacement),

- soit déterminée au cours d'une étape préliminaire d'observation initiale (a0), comme les images successives de déplacement susmentionnées, en faisant émettre une ou plusieurs ondes ultrasonores non focalisées par la sonde
30 6 avant l'étape d'excitation (a) qui génère l'onde de cisaillement (lorsque plusieurs ondes ultrasonores de compression non focalisées sont ainsi émises avant la phase d'excitation, on enregistre des échos générés par chaque onde ultrasonore de compression non focalisée en interagis-

sant avec les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique, ces échos correspondant à plusieurs images préliminaires successives du milieu viscoélastique, et on détermine ladite image initiale du milieu viscoélastique en combinant lesdites images préliminaires successives et notamment en moyennant les valeurs des pixels desdites images préliminaires).

L'intercorrélation susmentionnée peut être réalisée par exemple dans un circuit électronique spécialisé DSP appartenant à la baie 7, ou être programmée dans l'unité centrale CPU ou dans le micro-ordinateur 4.

Au cours de ce processus d'intercorrélation, on maximise une fonction d'intercorrélation $\langle S_j(x,y), S_{j+1}(x,y) \rangle$ afin de déterminer le déplacement subi par chaque particule 5 donnant lieu à un écho ultrasonore.

Des exemples de tels calculs d'intercorrélation sont donnés dans l'état de la technique, notamment par O'Donnell et al. ("Internal displacement and strain imaging using speckle tracking", IEEE transactions on ultrasonic, ferroelectrics, and frequency control, vol. 41, n° 3, mai 1994, p. 314-325) et par Ophir et al. ("Elastography : a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues", Ultrasonic imag., vol. 13, p.111-134, 1991).

On obtient ainsi un ensemble de vecteurs déplacements $\vec{u}(\vec{r}, t)$ engendrés par les ondes de cisaillement en chaque position \vec{r} du milieu 2 sous l'effet de l'onde de cisaillement (ces vecteurs déplacements peuvent éventuellement être réduits à une seule composante dans l'exemple considéré ici).

Cet ensemble de vecteurs déplacements est stocké dans la mémoire M ou dans le micro-ordinateur 4 et peut par exemple être visualisé, notamment au moyen de l'écran 4a du micro-ordinateur, sous la forme d'un film ralenti où la valeur des déplacements est illustrée par un paramètre opti-

que tel que par un niveau de gris ou par un niveau chromatique.

On visualise ainsi parfaitement les différences de propagation de l'onde de cisaillement entre les zones de caractéristiques différentes du milieu 2, par exemple les
5 tissus sains et les tissus cancéreux dans le cas d'une application médicale.

Ce film de propagation de l'onde de cisaillement est en outre superposable avec une image échographique
10 classique, qui peut être générée également par le dispositif 1 décrit ci-dessus.

Par ailleurs, il est également possible de calculer non pas les déplacements de chaque point du milieu observé 2, mais les déformations du milieu 2, c'est à dire des vecteurs dont les composantes sont les dérivées des composantes des vecteurs déplacements respectivement par rapport aux variables d'espace (coordonnées selon X, Y dans l'exemple considéré). Ces vecteurs de déformation sont utilisables comme les vecteurs déplacements pour visualiser clairement la propagation de l'onde de cisaillement sous la
15 forme d'un film, et présentent en outre l'avantage de s'affranchir des déplacements de la sonde 6 par rapport au milieu observé 2.

A partir des champs de déplacements ou de déformations, le micro-ordinateur 4 peut avantageusement procéder
25 ensuite à une étape de cartographie (d) au cours de laquelle, à partir de l'évolution du paramètre de mouvement (déplacement ou déformation) au cours du temps dans le champ d'observation X, Y (ou X, Y, Z dans le cas d'un réseau bidimensionnel de transducteurs), on calcule au moins
30 un paramètre de propagation de l'onde de cisaillement, soit en certains points du champ d'observation choisis par l'utilisateur à partir du micro-ordinateur 4, soit dans tout le champ d'observation.

Le paramètre de propagation de l'onde de cisaillement qui est calculé au cours de l'étape de cartographie est choisi par exemple parmi : la vitesse C_s des ondes de cisaillement, le module de cisaillement μ ou le module d'Young $E=3\mu$, l'atténuation α des ondes de cisaillement, l'élasticité de cisaillement μ_1 , la viscosité de cisaillement μ_2 , ou le temps de relaxation mécanique τ_s des tissus.

Par exemple, on peut calculer en différents points du champ d'observation :

- la valeur de la célérité C_s de l'onde de cisaillement, qui donne accès à la dureté des tissus,
- la valeur du temps de relaxation mécanique τ_s des tissus, caractéristique de la viscosité locale du milieu.

Pour cela, on utilise l'équation de propagation (1) suivante, à laquelle obéissent les déplacements $\vec{u}(\vec{r}, t)$ engendrés par les ondes de cisaillement en chaque position \vec{r} du milieu :

$$\rho \frac{\partial^2 \vec{u}(\vec{r}, t)}{\partial t^2} = c_s^2 (1 + \tau_s \frac{\partial}{\partial t}) \cdot \vec{\nabla}^2 \vec{u}(\vec{r}, t) \quad (1)$$

où ρ est la densité des tissus, τ_s est le temps de relaxation mécanique des tissus et c_s est la célérité de l'onde de cisaillement, directement reliée au module d'Young E des tissus par la relation :

$$c_s = \sqrt{\frac{E}{3\rho}} \quad (2)$$

Dans le domaine de Fourier, l'équation d'onde (1) ci-dessus peut s'écrire :

$$\omega^2 \rho U(\vec{r}, \omega) = c_s^2 (1 + j\omega\tau_s) \cdot \Delta U(\vec{r}, \omega) \quad (3)$$

où $U(\vec{r}, \omega)$ est la transformé de Fourier du champ de déplacement $\vec{u}(\vec{r}, t)$ mesuré en chaque point et $\Delta U(\vec{r}, \omega)$ est la transformée de Fourier du laplacien spatial de ce champ $\vec{u}(\vec{r}, t)$. Etant donné que $\omega \tau_S \ll 1$, on a donc accès à une expression
 5 simplifiée :

$$c_s^2 = \omega^2 \rho \frac{U(\vec{r}, \omega)}{\Delta U(\vec{r}, \omega)} \quad (4)$$

$$\tau_s = \frac{1}{\omega} \tan(\Psi(\frac{U(\vec{r}, \omega)}{\Delta U(\vec{r}, \omega)})) \quad (5)$$

10

où $\Psi(x)$ est la phase de la variable complexe x .
 Les fonctions $U(\vec{r}, \omega)$ et $\Delta U(\vec{r}, \omega)$ étant connues en chaque point de l'image échographique, il est donc possible de mesurer en tout point de l'espace le module d'Young et le
 15 temps de relaxation mécanique des tissus, en établissant ainsi une cartographie de ces deux paramètres.

De plus, les équations (4) et (5) étant vraies à chaque fréquence, le calcul de c_s et τ_s peut être avantageusement moyenné sur l'ensemble de la bande des fréquences
 20 portées par l'onde de cisaillement, améliorant ainsi fortement la qualité de la cartographie réalisée. A cet effet, on peut utiliser les formules suivantes :

$$c_s^2 = \frac{1}{\omega_1 - \omega_0} \int_{\omega_0}^{\omega_1} \omega^2 \rho \frac{U(\vec{r}, \omega)}{\Delta U(\vec{r}, \omega)} d\omega \quad (6)$$

25

$$\tau_s = \frac{1}{\omega_1 - \omega_0} \int_{\omega_0}^{\omega_1} \frac{1}{\omega} \tan(\Psi(\frac{U(\vec{r}, \omega)}{\Delta U(\vec{r}, \omega)})) d\omega \quad (7)$$

où ω_0 et ω_1 sont les fréquences minimales et maximales que
 30 porte l'onde de cisaillement

Le mode de calcul serait le même en utilisant non plus les déplacements, mais les déformations du milieu observé 2.

5 Par ailleurs, on peut avantageusement établir successivement plusieurs cartographies des paramètres de propagation souhaités, par exemple cS et τS , en générant successivement des ondes de cisaillement différentes, obtenues par exemple en émettant des ondes ultrasonores de compression focalisées successivement en plusieurs points ou ayant
10 des formes d'ondes différentes. On peut ensuite combiner les différentes cartographies obtenues, par exemple en les moyennant, de façon à obtenir une cartographie synthétique plus riche et plus précise.

REVENDICATIONS

1. Procédé d'imagerie utilisant des ondes de cisaillement pour observer un milieu viscoélastique diffusant
5 (2) qui contient des particules (5) réfléchissant les ondes ultrasonores de compression, procédé comprenant :

(a) une étape d'excitation au cours de laquelle on génère une onde élastique de cisaillement dans le milieu viscoélastique (2),

10 (b) une étape d'observation au cours de laquelle on observe la propagation de l'onde de cisaillement simultanément en une multitude de points d'un champ d'observation dans le milieu viscoélastique (2), cette étape d'observation comprenant les sous-étapes suivantes :

15 (b1) faire émettre dans le milieu viscoélastique (2), par un réseau de transducteurs (6) commandés indépendamment les uns des autres, une succession de tirs d'ondes ultrasonores de compression non focalisées à une cadence d'au moins 500 tirs par seconde,

20 (b2) faire détecter et enregistrer en temps réel des signaux acoustiques reçus du milieu viscoélastique (2), comprenant les échos générés par les ondes ultrasonores de compression non focalisées en interagissant avec les particules réfléchissantes (5) dudit milieu viscoélastique,

25 (c) et au moins une étape de traitement au cours de laquelle :

(c1) on traite les signaux acoustiques successifs reçus du milieu viscoélastique (2) au cours de la sous-étape (b2) pour déterminer des images de propagation
30 successives de l'onde de cisaillement,

(c2) et on détermine au moins un paramètre de mouvement du milieu viscoélastique (2) en différents points du champ d'observation,

caractérisé en ce qu'au cours de l'étape d'excitation (a),

on fait générer l'onde élastique de cisaillement en faisant émettre au moins une onde ultrasonore focalisée dans le milieu viscoélastique (2) par ledit réseau de transducteurs (6), la focalisation et la chronologie de ladite onde ultrasonore focalisée, ainsi que la chronologie desdites ondes ultrasonores non focalisées, étant adaptées pour qu'au moins certaines desdites ondes ultrasonores non focalisées parviennent dans le champ d'observation lors de la propagation de l'onde de cisaillement dans ce champ d'observation, pour au moins certaines émissions d'onde ultrasonore non focalisée.

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel, au cours de la sous-étape (b2), pour déterminer ledit paramètre de mouvement, on compare plusieurs images successives de propagation avec une même image de référence du milieu viscoélastique (2), cette image de référence était déterminée en tirant au moins une onde ultrasonore de compression non focalisée dans ledit milieu viscoélastique puis en détectant et en enregistrant des échos générés par ladite onde ultrasonore de compression non focalisée lorsqu'elle interagit avec les particules réfléchissantes (5) du milieu viscoélastique.

3. Procédé selon la revendication 2, dans lequel l'étape (a) est précédée d'une étape d'observation initiale (a0) au cours de laquelle on tire au moins une onde ultrasonore de compression non focalisée puis on détecte et on enregistre des échos générés par ladite onde ultrasonore de compression non focalisée en interagissant avec les particules réfléchissantes (5) du milieu viscoélastique, ces échos correspondant à une image initiale du milieu viscoélastique, et au cours de la sous-étape (b2) ladite image initiale constitue ladite image de référence pour traiter au moins certaines des images successives de déplacement.

4. Procédé selon la revendication 3, dans lequel,

au cours de l'étape d'observation initiale (a0), on tire successivement plusieurs ondes ultrasonores de compression non focalisées puis on détecte et on enregistre des échos générés par chaque onde ultrasonore de compression non focalisée en interagissant avec les particules réfléchissantes (5) du milieu viscoélastique, ces échos correspondant à plusieurs images successives du milieu viscoélastique, et on détermine ladite image initiale du milieu viscoélastique en combinant lesdites images successives.

10 5. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel ledit paramètre de mouvement est un déplacement du milieu viscoélastique (2).

15 6. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) présente une fréquence f comprise entre 0,5 et 15 MHz et est émise pendant une durée k/f en secondes, où k est un entier compris entre 50 et 5000 et f est exprimé en Hz.

20 7. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, dans lequel l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) présente une fréquence comprise entre 0,5 et 15 MHz et est émise pendant une succession de périodes d'émission séparées par des périodes de repos, les périodes d'émission se succédant à une cadence
25 comprise entre 10 et 1000 émissions par seconde.

 8. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, dans lequel l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) est une combinaison linéaire (notamment une somme) de deux signaux monochromatiques de fréquences respectives f_1 et f_2 telles que $20 \text{ Hz} \leq |f_1 - f_2| \leq 1000 \text{ Hz}$.
30

 9. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'onde ultrasonore focalisée émise au cours de l'étape d'excitation (a) est focalisée

simultanément en plusieurs points.

10. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'étape (c) de traitement d'images est suivie par une étape (d) de cartographie au cours de laquelle, à partir d'une évolution du paramètre de mouvement au cours du temps, on calcule au moins un paramètre de propagation de l'onde de cisaillement en au moins certains points du champ d'observation pour déterminer ainsi une cartographie dudit paramètre de propagation dans le champ d'observation.

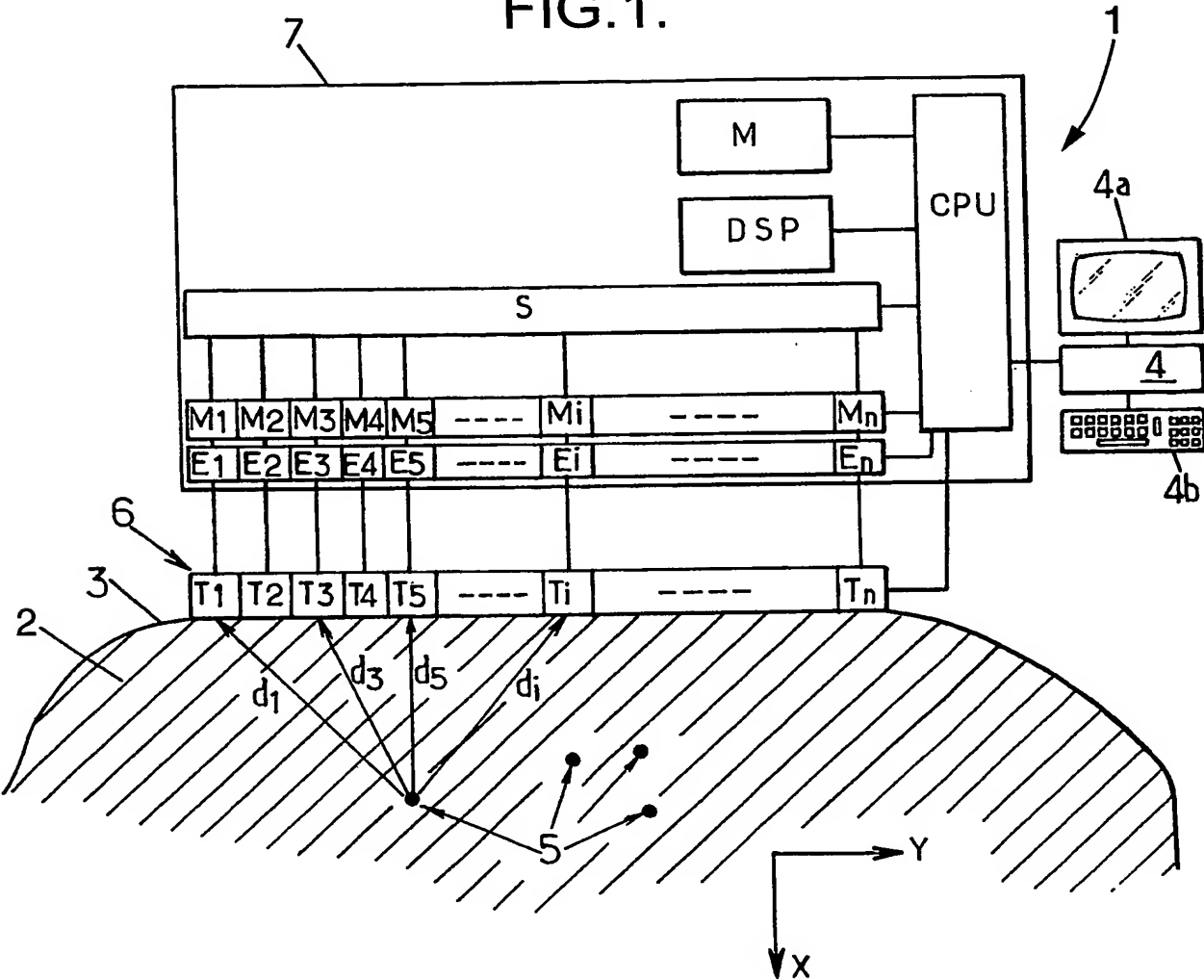
11. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le paramètre de propagation de l'onde de cisaillement qui est calculé au cours de l'étape de cartographie (d) est choisi parmi la vitesse des ondes de cisaillement, le module de cisaillement, le module d'Young, l'atténuation des ondes de cisaillement, l'élasticité de cisaillement, la viscosité de cisaillement et le temps de relaxation mécanique.

12. Procédé selon la revendication 11, dans lequel on répète successivement les étapes (a) à (d) en émettant des ondes ultrasonores focalisées différentes au cours des étapes d'excitation (a) successives, puis on combine les différentes cartographies obtenues au cours des étapes de cartographie (d) successives, pour calculer une cartographie synthétique du champ d'observation.

13. Dispositif d'imagerie pour la mise en œuvre d'un procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, utilisant des ondes de cisaillement pour observer un milieu viscoélastique diffusant (2) qui contient des particules (5) réfléchissant les ondes ultrasonores de compression, ce dispositif comprenant un réseau de transducteurs (6) commandés indépendamment les uns des autres par au moins une unité centrale électronique (4, CPU) adaptée pour :

- faire générer au moins une onde élastique de cisaillement dans le milieu viscoélastique (2),
 - observer la propagation de l'onde de cisaillement simultanément en une multitude de points d'un champ d'observation dans le milieu viscoélastique (2), en faisant émettre dans le milieu viscoélastique, par ledit réseau de transducteurs (6), une succession de tirs d'ondes ultrasonores de compression non focalisées, à une cadence d'au moins 500 tirs par seconde, puis en faisant détecter en temps réel par ledit réseau de transducteurs (6), et pour enregistrer en temps réel, des signaux acoustiques reçus du milieu viscoélastique (2), comprenant les échos générés par les ondes ultrasonores de compression non focalisées en interagissant avec les particules réfléchissantes (5) dudit milieu viscoélastique,
 - et traiter les signaux acoustiques successifs reçus du milieu viscoélastique (2) pour déterminer des images de propagation successives de l'onde de cisaillement, puis déterminer au moins un paramètre de mouvement du milieu viscoélastique (2) en différents points du champ d'observation,
- caractérisé en ce que** l'unité centrale électronique (4) est adaptée pour faire générer l'onde élastique de cisaillement en faisant émettre au moins une onde ultrasonore focalisée dans le milieu viscoélastique par ledit réseau de transducteurs (6), la focalisation et la chronologie de ladite onde ultrasonore focalisée, ainsi que la chronologie desdites ondes ultrasonores non focalisées, étant adaptées pour que lesdites ondes ultrasonores non focalisées parviennent dans le champ d'observation lors de la propagation de l'onde de cisaillement dans ce champ d'observation.

FIG.1.



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Publication No

PCT/F/02516

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 7 G01S7/52

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 7 A61B G01S

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	FR 2 791 136 A (FINK MATHIAS) 22 September 2000 (2000-09-22) cited in the application abstract page 10, line 1 -page 21, line 10; figures 1,2	1-13
A	FR 2 815 717 A (CENTRE NAT RECH SCIENT) 26 April 2002 (2002-04-26) cited in the application abstract page 12, line 13 -page 23, line 20; figure 1	1,13
A	US 5 276 654 A (MALLART RAOUL ET AL) 4 January 1994 (1994-01-04)	

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents :

A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

E earlier document but published on or after the international filing date

L document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

O document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

T later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

X document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

Y document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

G document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

30 January 2004

Date of mailing of the international search report

06/02/2004

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Blondel, F

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

PCT/EP 93/02516

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 010 885 A (FINK MATHIAS ET AL) 30 April 1991 (1991-04-30) -----	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Publication No

PCT/FR/02516

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
FR 2791136	A	22-09-2000	FR 2791136 A1	22-09-2000
			AU 762374 B2	26-06-2003
			AU 3296300 A	04-10-2000
			BR 0009022 A	26-12-2001
			CA 2366265 A1	21-09-2000
			CN 1343310 T	03-04-2002
			EP 1169636 A1	09-01-2002
			WO 0055616 A1	21-09-2000
			JP 2002538911 T	19-11-2002
FR 2815717	A	26-04-2002	FR 2815717 A1	26-04-2002
			AU 1240902 A	29-04-2002
			EP 1326536 A1	16-07-2003
			WO 0232316 A1	25-04-2002
US 5276654	A	04-01-1994	FR 2683915 A1	21-05-1993
			DE 69227353 D1	26-11-1998
			DE 69227353 T2	27-05-1999
			EP 0543445 A1	26-05-1993
			JP 3327596 B2	24-09-2002
			JP 5237114 A	17-09-1993
US 5010885	A	30-04-1991	FR 2631707 A1	24-11-1989
			AU 629830 B2	15-10-1992
			AU 3503789 A	23-11-1989
			CN 1038703 A , B	10-01-1990
			DE 68918328 D1	27-10-1994
			DE 68918328 T2	13-04-1995
			EP 0342757 A2	23-11-1989
			IL 90322 A	31-01-1993
			JP 2019786 A	23-01-1990

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande Internationale No

PCT/ 3/02516

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE
CIB 7 G01S7/52

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)

CIB 7 A61B G01S

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si réalisable, termes de recherche utilisés)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ

C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie *	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	FR 2 791 136 A (FINK MATHIAS) 22 septembre 2000 (2000-09-22) cité dans la demande abrégé page 10, ligne 1 -page 21, ligne 10; figures 1,2	1-13
A	FR 2 815 717 A (CENTRE NAT RECH SCIENT) 26 avril 2002 (2002-04-26) cité dans la demande abrégé page 12, ligne 13 -page 23, ligne 20; figure 1	1,13
A	US 5 276 654 A (MALLART RAOUL ET AL) 4 janvier 1994 (1994-01-04)	

-/--

☒ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

* Catégories spéciales de documents cités:

- *A* document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent
- *E* document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date
- *L* document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)
- *O* document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens
- *P* document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

T document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention

X document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément

Y document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier

Z document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

30 janvier 2004

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

06/02/2004

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Blondel, F

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande Internationale No

PCT/FR/91/02516

C.(suite) DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	<p>US 5 010 885 A (FINK MATHIAS ET AL)</p> <p>30 avril 1991 (1991-04-30)</p> <p>-----</p>	

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres des familles de brevets

Demande Internationale No

PCT/FR/02516

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
FR 2791136	A	22-09-2000	FR 2791136 A1	22-09-2000
			AU 762374 B2	26-06-2003
			AU 3296300 A	04-10-2000
			BR 0009022 A	26-12-2001
			CA 2366265 A1	21-09-2000
			CN 1343310 T	03-04-2002
			EP 1169636 A1	09-01-2002
			WO 0055616 A1	21-09-2000
			JP 2002538911 T	19-11-2002
FR 2815717	A	26-04-2002	FR 2815717 A1	26-04-2002
			AU 1240902 A	29-04-2002
			EP 1326536 A1	16-07-2003
			WO 0232316 A1	25-04-2002
US 5276654	A	04-01-1994	FR 2683915 A1	21-05-1993
			DE 69227353 D1	26-11-1998
			DE 69227353 T2	27-05-1999
			EP 0543445 A1	26-05-1993
			JP 3327596 B2	24-09-2002
			JP 5237114 A	17-09-1993
US 5010885	A	30-04-1991	FR 2631707 A1	24-11-1989
			AU 629830 B2	15-10-1992
			AU 3503789 A	23-11-1989
			CN 1038703 A ,B	10-01-1990
			DE 68918328 D1	27-10-1994
			DE 68918328 T2	13-04-1995
			EP 0342757 A2	23-11-1989
			IL 90322 A	31-01-1993
			JP 2019786 A	23-01-1990